

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2002-95624

(P2002-95624A)

(43) 公開日 平成14年4月2日 (2002.4.2)

(51) Int.Cl.

識別記号

F I

テーマコード(参考)

A 6 1 B 1/00

3 0 0

A 6 1 B 1/00

3 0 0 D 2 H 0 4 0

G 0 2 B 23/26

G 0 2 B 23/26

B 4 C 0 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 8 頁)

(21) 出願番号 特願2000-291722(P2000-291722)

(22) 出願日 平成12年9月26日 (2000.9.26)

(71) 出願人 000005201

富士写真フイルム株式会社

神奈川県南足柄市中沼210番地

(72) 発明者 辻田 和宏

神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富

士写真フイルム株式会社内

(74) 代理人 100073184

弁理士 柳田 征史 (外1名)

Fターム(参考) 2H040 B000 CA04 CA05 CA09 CA11

CA27 CA02

4C061 AA00 BB00 CC00 DD03 GG01

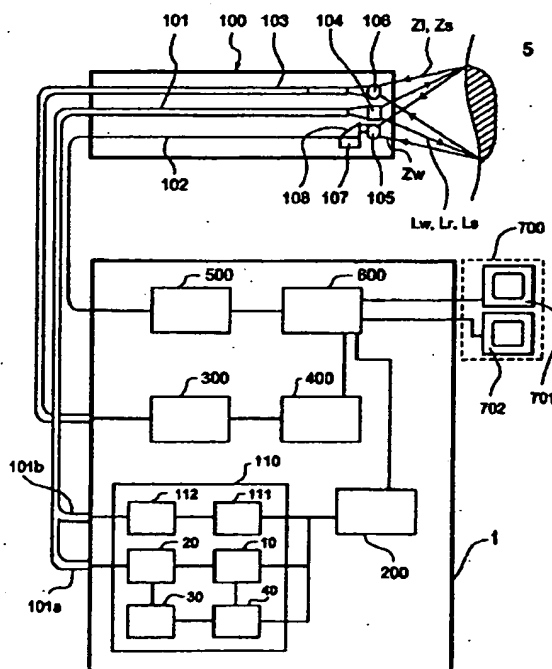
HH51 JJ11

(54) 【発明の名称】 蛍光内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】 励起光の照射により生体組織から発生する自家蛍光像を測定する蛍光内視鏡装置において、励起光源としてLED素子を使用し、かつ十分な励起光の強度を得、さらに静電気による破壊を防ぐことによりその信頼性を向上するとともに長寿命化を図り、また、その交換作業を容易にすることによりメンテナンス性をも向上する。

【解決手段】 励起光源ユニット20がLED素子を有するLEDモジュールを複数備えるようにし、また、各LEDモジュールにLED素子を静電気から保護する静電気保護回路およびLED素子を冷却するためのペルチェ素子などを設け、その各LEDモジュールが単独で脱着可能であるものとする。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 励起光を射出する励起光射出手段と、前記励起光を被測定部まで導光して照射する励起光照射手段と、前記励起光の照射により前記被測定部から発生する蛍光による蛍光像を検出する蛍光像検出手段とを備えた蛍光内視鏡装置において、前記励起光射出手段が、複数のLD素子を備えたことを特徴とする蛍光内視鏡装置。

【請求項2】 前記励起光射出手段が、前記複数のLD素子を静電気から保護する静電気保護回路を備えたことを特徴とする請求項1記載の蛍光内視鏡装置。

【請求項3】 前記励起光射出手段が、前記複数のLD素子を冷却する冷却手段を備えたことを特徴とする請求項1または2記載の蛍光内視鏡装置。

【請求項4】 前記励起光射出手段が、前記LD素子と該LD素子に設けられた前記静電気保護回路および前記冷却手段の少なくとも1つとを有するLDモジュールを複数備え、該LDモジュールが単独で脱着可能であることを特徴とする請求項1から3いずれか1項記載の蛍光内視鏡装置。

【請求項5】 前記LD素子が、GaN系のLD素子であり、前記励起光の波長帯域が400nmから420nmまでの範囲内であることを特徴とする請求項1から4いずれか1項記載の蛍光内視鏡装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、励起光の照射により生体組織から発生した蛍光を測定する蛍光内視鏡装置、特にその励起光の光源に関するものである。

## 【0002】

【従来の技術】従来より、生体内在色素の励起光波長領域にある励起光を生体組織に照射した場合に、正常組織と病変組織では発する蛍光強度が異なることを利用して、生体組織に所定波長領域の励起光を照射し、生体内在色素が発する蛍光を受光することにより病変組織の局在、浸潤範囲を蛍光画像として表示する技術が提案されている。

【0003】通常、励起光を照射すると、図7に実線で示すように正常組織からは強い蛍光が発せられ、病変組織からは破線で示すように微弱な蛍光が発せられるため、蛍光強度を測定することにより、生体組織が正常であるか病変状態にあるかを判定することができる。

【0004】また、励起光による蛍光の強度を画像として表示する場合、生体組織に凹凸があるため、生体組織に照射される励起光の強度は均一ではない。また、生体組織から発せられる蛍光強度は、励起光強度にはほぼ比例するが、励起光強度は距離の2乗に反比例して低下する。そのため、光源から遠くにある正常組織よりも近くにある病変組織の方が、強い蛍光を受光する場合があ

り、励起光による蛍光の強度の情報だけでは生体組織の組織性状を正確に識別することができない。発明者らは、このような不具合を低減するために、異なる波長帯域から取得した2種類の蛍光強度の比率を除算により求め、その除算値に基づく演算画像を表示する方法、すなわち、生体の組織性状を反映した蛍光スペクトルの形状の違いに基づいた画像表示方法や、種々の生体組織に対して一様な吸収を受ける近赤外光を参照光として生体組織に照射し、この参照光の照射を受けた生体組織によって反射された反射光の強度を検出して、蛍光強度との比率を除算により求め、その除算値に基づく演算画像を表示する方法、すなわち、蛍光収率を反映した値を求めて画像表示する方法などを提案している。

【0005】ところで、上記技術による蛍光内視鏡装置において、励起光の照射により生体組織から発せられる蛍光強度は微弱なものであるため、生体組織の組織性状を正確に識別するためには励起光の強度がその安全規格の範囲内においてできるだけ大きいことが望ましい。その励起光の強度としては、蛍光内視鏡装置における内視鏡先端にて数十mW以上必要とされるが、蛍光内視鏡装置においては励起光の光源から内視鏡先端までには励起光を導光するための光学系の部品が必要であり、その光学系の部品により励起光の強度が減衰してしまうため、励起光源から出力される励起光の強度はさらに大きなものである必要がある。また、励起光の波長としては400nm～420nm程度が適当であるが、この波長の励起光を効率よく発光することができ、さらに装置の小型化ができるという観点から考慮すると励起光源としては、LD素子を利用することが好ましい。

## 【0006】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、励起光源としてLD素子を使用した場合、上記のような十分な強度で400nm～420nmの波長の励起光を発することができる高出力なLD素子入手することは、現在のところ非常に困難である。また、LD素子は静電気に対して非常に弱く、静電気により破壊されたり、その寿命が短くなったりする場合がある。そして、LD素子は静電気の影響を受けた場合のみならず、発光することにより徐々に劣化するためその寿命があり、できるだけ寿命は長いことが望ましい。さらに、上記のようにLD素子は静電気などにより破壊されやすく寿命があるということから、その交換作業が必要となるが、その交換作業は単にLD素子を交換するだけでなくレーザ光を効率良く内視鏡のライトガイドに導くために光学系のアライメントも必要となる。そのため時間もかかり交換作業は容易ではない。

【0007】本発明は、上記のような問題点に鑑みて、蛍光内視鏡装置において、励起光源としてLD素子を使用し、かつ十分な励起光の強度を得ることができ、さらに静電気による破壊を防ぐことによりその信頼性を向上

するとともに長寿命化を図ることができ、また、その交換作業を容易にすることによりメンテナンス性をも向上することができる蛍光内視鏡装置を提供することを目的とするものである。

【0008】

【課題を解決するための手段】本発明による蛍光内視鏡装置は、励起光を射出する励起光射出手段と、励起光を被測定部まで導光して照射する励起光照射手段と、励起光の照射により被測定部から発生する蛍光による蛍光像を検出する蛍光像検出手段とを備えた蛍光内視鏡装置において、励起光射出手段が、複数のLD素子を備えたことを特徴とするものである。

【0009】ここで、上記「LD素子」とは、レーザダイオードを有する素子を意味する。

【0010】また、励起光射出手段は、複数のLD素子を静電気から保護する静電気保護回路を備えたものとすることもできる。

【0011】ここで、上記「静電気保護回路」とは、複数のLD素子を静電気から保護できるものであればその回路形式は特に問わない。

【0012】また、励起光射出手段は、複数のLD素子を冷却する冷却手段を備えたものとすることができる。

【0013】また、励起光射出手段は、LD素子とLD素子に設けられた静電気保護回路および冷却手段の少なくとも1つとを有するLDモジュールを複数備え、LDモジュールを単独で脱着可能であるものとすることができる。

【0014】ここで、上記「LDモジュール」は1つのLD素子に対して1つの静電気保護回路および冷却手段の少なくとも1つを設けることが望ましいが、必ずしもLD素子の数が1つである必要はなく、そのメンテナンス性が向上するよう複数個設けてもよい。

【0015】また、上記「単独で脱着可能」とは、各LDモジュールのメンテナンスが容易となるようLDモジュールが単独で装置から容易に取外しが可能なことを意味する。

【0016】また、LD素子として、GaN系のLD素子を使用し、励起光の波長帯域が400nmから420nmまでの範囲内であるものとすることができる。

【0017】

【発明の効果】本発明による蛍光内視鏡装置によれば、励起光射出手段が複数のLD素子を備えるようにしたので、生体組織の組織性状を正確に識別するのに十分な励起光強度を得ることができる。

【0018】また、励起光射出手段が複数のLD素子を静電気から保護する静電気保護回路を備えたものとした場合には、複数のLD素子の静電気による破壊を防止することができ信頼性を向上することができる。

【0019】また、励起光射出手段が複数のLD素子を冷却する冷却手段を備えたものとした場合には、複数の

LD素子を冷却することによりその劣化を抑制することができるので長寿命化することができる。

【0020】また、励起光射出手段が、LD素子とLD素子に設けられた静電気保護回路および冷却手段の少なくとも1つとを有するLDモジュールを複数備えたものとし、そのLDモジュールが単独で脱着可能であるものとした場合には、LD素子の交換作業等をモジュール単位で行なうことができるので、その作業が容易となりメンテナンス性を向上することができる。

【0021】また、LD素子としてGaN系のLD素子を用い励起光の波長帯域が400nmから420nmまでの範囲内とすれば、効率よく蛍光を発生させることができる。

【0022】

【発明の実施の形態】以下、本発明の具体的な実施の形態について図面を用いて説明する。図1は本発明による蛍光内視鏡装置の一実施形態の概略構成を示す図である。

【0023】本実施の形態による蛍光内視鏡装置は、患者の病巣と疑われる部位に挿入される内視鏡挿入部100と、生体組織から得られた情報を画像信号として処理して出力する画像信号処理部1と、画像信号処理部1で処理された信号を可視画像として表示するモニタユニット700とから構成される。

【0024】内視鏡挿入部100は、内部に先端まで延びるライトガイド101、CCDケーブル102およびイメージファイバ103を備えている。ライトガイド101およびCCDケーブル102の先端部、即ち内視鏡挿入部100の先端部には、照明レンズ104および対物レンズ105を備えている。また、イメージファイバ103は石英ガラスファイバであり、その先端部には集光レンズ106を備えている。CCDケーブル102の先端部には、通常画像用撮像素子107が接続され、その通常画像用撮像素子107には、反射用プリズム108が取り付けられている。ライトガイド101は、励起光ライトガイド101aおよび白色光ライトガイド101bとからなり、照明ユニット110へ接続されている。CCDケーブル102の一端は、通常画像信号処理ユニット500に接続され、イメージファイバ103の一端は、蛍光画像撮像ユニット300へ接続されている。

【0025】画像信号処理部1は、白色光Lw、励起光Lrおよび参照光Lsをそれぞれ射出する光源を備えた照明ユニット110と、この励起光Lsの照射により生体組織5から発生した自家蛍光像Zjと参照光Lsの照射により生体組織5から反射した反射像Zsを撮像し、デジタル値に変換して2次元画像データとして出力する蛍光画像撮像ユニット300と、蛍光画像撮像ユニット300から出力された自家蛍光像の2次元画像データから距離補正等の演算を行って、その演算値に色を割り当

て、また、反射像の2次元画像データに輝度を割り当てて、2つの画像情報を合成して出力する画像演算ユニット400と、内視鏡挿入部100の先端に設置された通常画像用撮像素子107により撮像された通常像Zwをデジタル値に変換して2次元画像データとして出力する通常画像信号処理ユニット500、通常画像撮像ユニット500から出力された通常画像の2次元画像データおよび画像演算ユニット400の出力信号をビデオ信号に変換して出力する表示信号処理ユニット600と、各ユニットの制御を行う制御用コンピュータ200とから構成される。

【0026】照明ユニット110は、励起光Lrを発するLD素子を有するLDモジュールを複数備えた励起光源ユニット20、その励起光源ユニット20に電気的に接続されたLD電源ユニット10、白色光Lwを発する白色光源ユニット112、その白色光源ユニット112に電気的に接続された白色光源用電源ユニット111、また、反射画像用の参照光を発する参照光源ユニット30、その参照光源ユニット30に電気的に接続された参照光源用電源ユニット40を備えている。

【0027】励起光源ユニット20およびLD電源ユニット10の内部のブロック構成を図2に示す。LD電源ユニット10は、後述する複数のLDモジュール70のそれぞれに設けられたLDドライバ回路11、13、15および温度制御回路12、14、16を備えている。そして、励起光源ユニット20はLD素子を有するLDモジュール70を複数備え、各LDモジュールから発せられる励起光Lrを集光する光ファイバ24および第1の集光レンズ25、参照光源ユニット30から発せられた参照光Lsを集光する参照光用集光レンズ27、第1の集光レンズ25により集光された励起光は垂直方向に反射し、参照光用集光レンズ27により集光された参照光Lsは透過するダイクロイックミラー26およびダイクロイックミラー26を反射した励起光Lrまたはダイクロイックミラー26を透過した参照光Lsを集光して後述する励起光ライトガイド101aに入射する第2の集光レンズ28を備えている。

【0028】LDドライバ回路11、13、15はLDモジュール70を駆動するための駆動回路および電源などを有するものである。また、温度制御回路12、14、16はLDモジュール70内部に設置された後述する温度検出素子87により検出された温度に基づいてLDモジュール70内に設置された後述するベルチェ素子88を制御することによりLD素子85の温度を制御する。

【0029】図2に示すブロック構成を適用した蛍光内視鏡装置の励起光源ユニット20の概略構成を図3に示す。図3に示されるとおり、励起光源ユニット20の本体50には2本の励起光ライトガイド101aが接続され、それぞれの励起光ライトガイド101aに対して第1および第2の集光レンズ25、28、ダイクロイック

ミラー26および参照光用集光レンズ27が設置されており、各第1の集光レンズ25には、5つのLDモジュール70から射出された励起光Lrが光ファイバ24により導光されて入射される。また、各LDモジュール70は、それぞれがLD電源ユニット10に電気的に接続されるようになっている。さらに、本体50には、LDモジュール70を冷却するためのファン60が2台内部に設置されている。

【0030】また、LDモジュール70の詳細を図4、図5および図6に示す。図5は図4のA-A'面での断面図、図6は図5における後述する静電気保護回路基板89の詳細図である。

【0031】図4および図5に示されるとおり、LDモジュール70は、ケース本体80の内部に励起光Lrを発するLD素子85、LD素子85から発せられる励起光を集光するコリメートレンズ84、LD素子85を固定するとともにLD素子85が発する熱を伝導し後述するベルチェ素子88の吸熱面88aに接触することにより冷却するLD冷却台86、冷却台86の温度を検出する温度検出素子87、後述するベルチェ素子88の放熱面88bと接触して設けられ放熱面88bの熱を伝導し後述する放熱器93により熱を放熱するとともにその放熱器93を固定する放熱器固定台91、放熱器固定台91とLD冷却台86をベルチェ素子88を挟んで固定する放熱器固定ビス92（比較的熱伝導率の低いデルリン（POM）、エポナイトなどの素材）および放熱器固定台91の熱がケース本体80に伝達しないように放熱器固定台に取り付けられたOリング90を備えている。そして、さらに放熱器固定台91に接触して設けられ熱を外部に放熱する放熱器93、LDモジュールを本体50に固定するLDモジュール固定脚94、LDモジュール70と光ファイバ24とを光学的に接続するFCコネクタ81、LD素子85を静電気から保護するための静電気保護回路96とLDモジュール70内部の温度検出素子87およびベルチェ素子88を電気的にLD電源ユニット10に接続するコネクタ95を有する静電気保護回路基板89、およびOリング83を介してLDモジュール70内部を外気から遮断する蓋82を備えている。

【0032】ベルチェ素子88はLD素子を冷却するための素子であり、その表面にはシリコングリス（アルミ入りの熱伝導率の高い物質）が塗布されている。

【0033】また、LDモジュール70内部はLD冷却台等が結露しないように窒素ガスが封入されている。従って、Oリング90はこの窒素ガスの漏れを防止するためにも設置されているため、その表面にはグリスが塗布してある。

【0034】温度検出素子87はLD冷却台86に埋め込まれており、LD素子85の温度の検出を行ない、検出された温度はLD電源ユニット10の温度制御回路12、14、16で使用される。

【0035】また、静電気保護回路基板89の詳細を図6に示す。LDモジュール70の電気信号ラインおよび電源ラインはすべて静電気保護回路基板89を中継し、LD電源ユニット10に接続される。LDモジュール70の電気信号ラインおよび電源ラインはコネクタ95により一括され脱着可能となっている。静電気保護回路基板89上には、静電気保護回路96が設けられている。静電気保護回路96は、インダクタ96aおよびコンデンサ96bにより静電気によるスパイク電流からLD素子85を保護している。また、ダイオード96cはLD素子85に対する逆電圧の対する保護用であり、必要に応じて付加する。なお、LD素子85は、レーザダイオード85aとフォトダイオード85bから構成されており、フォトダイオード85bは温度変化によるレーザダイオード85aの出力の変化を抑制するために設けられたものである。

【0036】上記のように構成されたLDモジュール70は、FCコネクタ81およびコネクタ95を介して本体50から単独で脱着可能である。

【0037】また、蛍光画像撮像ユニット300は、イメージファイバ103が接続され、イメージファイバ103により伝搬された自家蛍光画像または反射像を撮像する図示省略した蛍光画像用高感度撮像素子を備えている。

【0038】モニタユニット700は、表示信号処理ユニット600から出力されたビデオ信号を可視画像として表示する通常画像用モニタ701、合成画像用モニタ702を備えている。

【0039】次に、以上のように構成された本実施の形態による蛍光内視鏡装置の作用について説明する。まず、自家蛍光画像と反射画像を用いて合成画像を表示する場合の作用について説明する。自家蛍光画像撮像時には、制御コンピュータ200からの信号に基づき、LD電源ユニット10が駆動され、励起光源ユニット20の各LDモジュール70から波長が410nmの励起光Lrが射出される。励起光Lrは光ファイバ24により導光され第1の集光レンズ25に入射される。第1の集光レンズにより集光された励起光Lrは、ダイクロイックミラー26を垂直方向に反射して第2の集光レンズにより集光されて、励起光ライトガイド101aに入射される。励起光ライトガイド101aにより導光された励起光Lrは内視鏡挿入部100の先端まで導光された後、照明レンズ104から生体組織5へ照射される。

【0040】励起光Lrを照射されることにより生じる生体組織5からの自家蛍光画像は、集光レンズ106により集光され、イメージファイバ103の先端に入射され、イメージファイバ103を経て、蛍光画像撮像ユニット300に入力され蛍光画像用高感度撮像素子306により自家蛍光画像として撮像され、2次元画像データとして画像演算ユニット400に出力される。

【0041】反射画像撮像時には、制御用コンピュータ200からの信号に基づき、参照光源用電源ユニット40が駆動され、参照光源ユニット30から参照光Lsが射出される。参照光Lsは、励起光源ユニット20内の参照光用集光レンズ27により集光される。参照光用集光レンズ27により集光された参照光Lsは、ダイクロイックミラー26を透過した後、第2の集光レンズ28により集光されて励起光ライトガイド101aに入射される。励起光ライトガイド101aに入射した参照光Lsは内視鏡挿入部100の先端まで導光された後、照明レンズ104から生体組織5へ照射される。

【0042】参照光Lsを照射されることにより生じる生体組織5からの反射像は、集光レンズ106により集光され、イメージファイバ103の先端に入射され、イメージファイバ103を経て、蛍光画像撮像ユニット300に入力され蛍光画像用高感度撮像素子306により反射画像として撮像され、2次元画像データとして画像演算ユニット400に出力される。

【0043】蛍光画像撮像ユニット300から出力された自家蛍光画像は、画像演算ユニット400で自家蛍光画像の各画素値に基づいた演算値に色を割り当て、色画像信号を生成する。また、蛍光画像撮像ユニット300から出力された反射画像は、画像演算ユニット400で、各画素に輝度を割り当て輝度画像信号を生成する。そして、画像演算ユニット400において色画像信号と輝度画像信号が合成され、合成画像信号として表示信号処理ユニット600に出力される。合成画像信号は、表示信号処理ユニット600によってビデオ信号に変換された後、モニタユニット700に入力され、合成画像用モニタ702に表示される。

【0044】次に、通常画像表示時の作用を説明する。通常画像表示時には、制御用コンピュータ200からの信号に基づき白色光源用電源111が駆動され、白色光源112から白色光Lwが射出される。白色光Lwは、白色光ライトガイド101bに入射され、内視鏡挿入部100の先端部まで導光された後、照明レンズ104から生体組織5へ照射される。白色光Lwの反射光は対物レンズ105によって集光され、反射用プリズム108に反射して、通常画像用撮像素子107に結像される。通常画像用撮像素子107からの映像信号は通常画像信号処理ユニット500に入力されデジタル化される。その通常画像信号は、表示信号処理ユニット600に出力されビデオ信号に変換された後、通常画像用モニタ701に出力され表示される。合成画像表示時および通常画像表示時における、上記一連の動作は、制御用コンピュータ200によって制御される。

【0045】ここで、上記自家蛍光画像撮像時に使用されるLDモジュール70におけるLD素子85の温度制御の作用について説明する。LD素子85により生じた熱は、冷却台86を伝導して温度検出素子87により検

出される。温度検出素子87により検出された温度は、静電気保護回路基板89に設けられた電気信号ラインおよびコネクタ95を経由してLD電源ユニット10に設けられた温度制御回路12,14,16に報知される。温度制御回路12,14,16は所定の温度以上になったとき温度制御信号を出力し、その温度制御信号は静電気保護回路基板89に設けられた電気信号ラインおよびコネクタ95を経由してLDモジュール70内のペルチェ素子88に出力される。ペルチェ素子88は温度制御回路12,14,16からの温度制御信号にตอบสนองして駆動し、冷却台86により伝導された熱を吸熱面88aから吸熱して冷却する。そして、ペルチェ素子88は、放熱面88bから熱を放熱し、その熱は放熱器固定台91を伝導して放熱器93によりLDモジュール70外部に放熱される。

【0046】また、上記実施の形態では、励起光源は中心波長として400nmから420nm程度のいずれのものを選んでもよい。

【0047】また、上記実施の形態では、通常画像と合成画像を2つのモニタで表示するようにしたが、1つのモニタにより通常画像と合成画像を切り換えて表示してもよい。

【0048】本発明による蛍光内視鏡装置によれば、励起光源ユニット20が複数のLD素子85を備えるようにしたので、生体組織の組織性状を正確に識別するのに十分な励起光強度を得ることができる。

【0049】また、励起光源ユニット20の各LDモジュール70にLD素子85を静電気から保護する静電気保護回路96を備えたので、LD素子85の静電気による破壊を防止することができ信頼性を向上することができる。

【0050】また、励起光源ユニット20の各LDモジュール70にLD素子85を冷却するためのペルチェ素子88等を設け、LD電源ユニット10の温度制御回路12,14,16により温度制御するようにしたので、LD素子85の熱による劣化を抑制することができ、長寿命化することができる。

【0051】また、LD素子85、静電気保護回路96およびペルチェ素子などを1つのLDモジュール70とし、そのLDモジュール70を複数備えたものとし、そのLDモジュールが単独で脱着可能であるものとしたので、LD素子85などの交換作業等を各モジュール単位で行なうことができるので、その作業が容易となりメンテナンス性を向上することができる。

#### 【図面の簡単な説明】

【図1】本発明による蛍光内視鏡装置の一実施形態の概略構成図

【図2】図1に示す実施の形態におけるLD電源ユニットおよび励起光源ユニットのブロック構成図

【図3】図2に示す実施の形態における励起光源ユニッ

トの概略構成図

【図4】図3に示す実施の形態におけるLDモジュールの詳細図

【図5】図4に示すLDモジュールの断面図

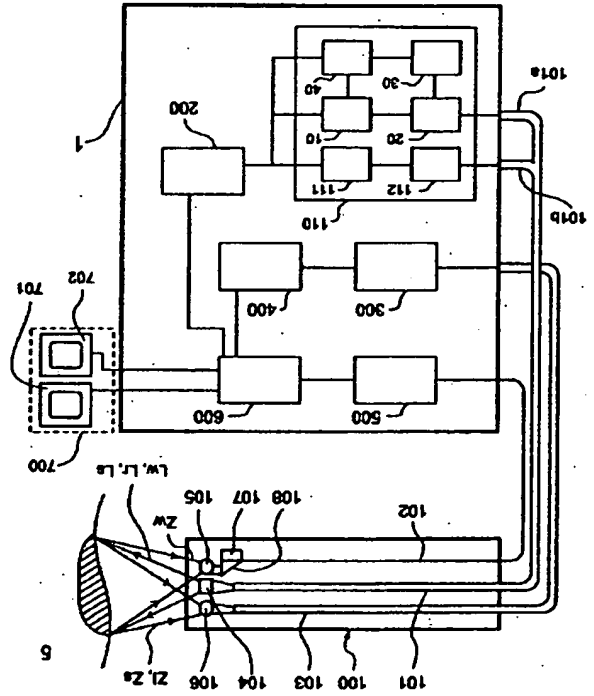
【図6】図4に示すLDモジュールの静電気保護回路基板の詳細図

【図7】正常組織と病変組織の蛍光スペクトルの強度分布を示す説明図

#### 【符号の説明】

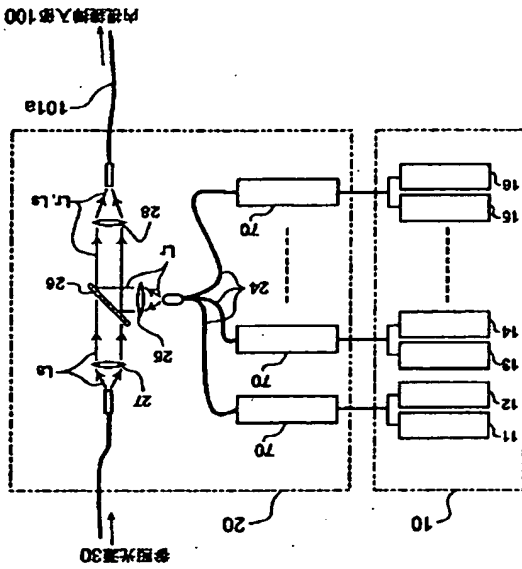
- 1 画像信号処理部
- 5 生体組織
- 10 LD電源ユニット
- 20 励起光源ユニット
- 30 参照光源ユニット
- 40 参照光源用電源ユニット
- 50 本体
- 60 ファン
- 70 LDモジュール
- 80 ケース本体
- 81 FCコネクタ
- 82 蓋
- 83、90 Oリング
- 84 コリメートレンズ
- 85 LD素子
- 85a レーザダイオード
- 85b フォトダイオード
- 86 冷却台
- 87 温度検出素子
- 88 ペルチェ素子
- 88a 吸熱面
- 88b 放熱面
- 89 静電気保護回路基板
- 91 放熱器固定台
- 92 放熱器固定ビス
- 93 放熱器
- 94 LDモジュール固定脚
- 95 コネクタ
- 96 静電気保護回路
- 96a インダクタ
- 96b コンデンサ
- 96c ダイオード
- 100 内視鏡挿入部
- 101 ライトガイド
- 101a 励起光ライトガイド
- 101b 白色光ライトガイド
- 102 CCDケーブル
- 103 イメージファイバ
- 104 照明レンズ
- 105 対物レンズ
- 106 集光レンズ

- 107 通常画像撮像素子
- 108 反射用プリズム
- 110 照明ユニット
- 111 白色光源用電源
- 112 白色光源
- 200 制御用コンピュータ
- 300 蛍光画像撮像ユニット

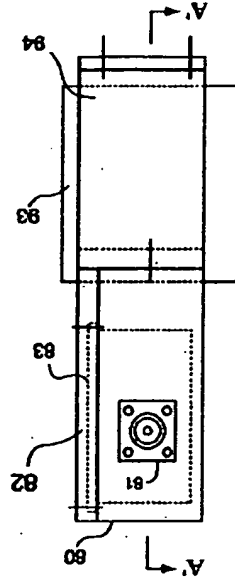


【図1】

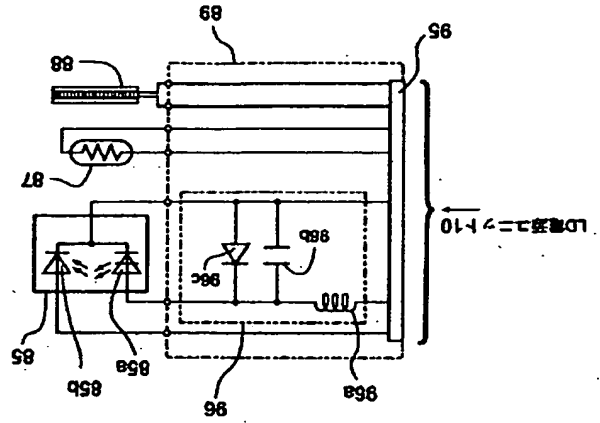
- 400 画像演算ユニット
- 500 通常画像信号処理ユニット
- 600 表示信号処理ユニット
- 700 モニタユニット
- 701 合成画像用モニタ
- 702 通常画像用モニタ



【図2】

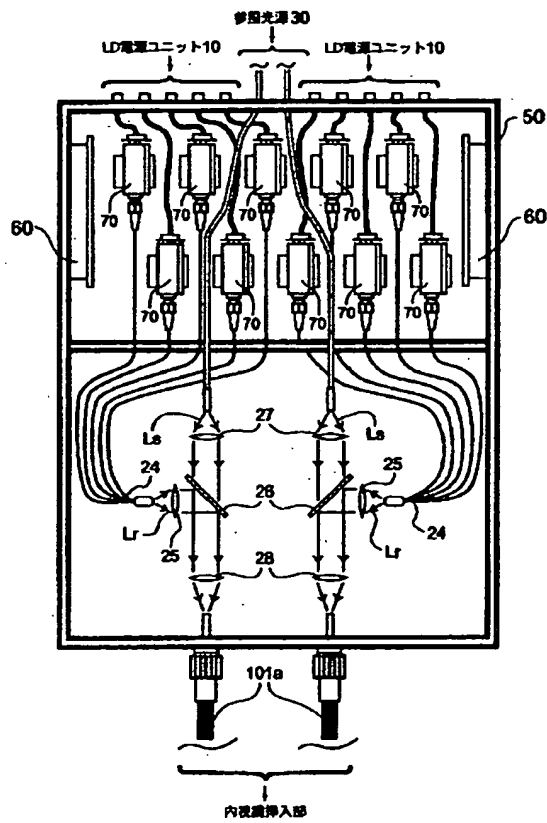


【図4】

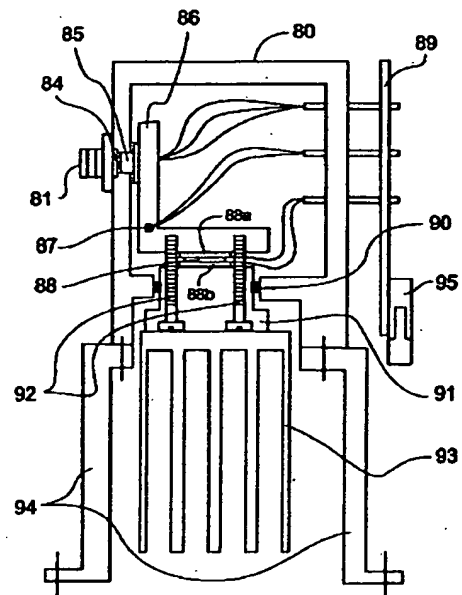


【図6】

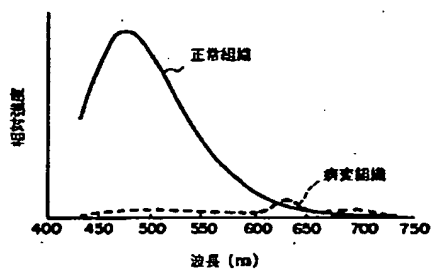
【図3】



【図5】



【図7】





(19) JAPANESE PATENT OFFICE (JP)

(12) Official Gazette for Unexamined Patent Applications (A)

(11) Japanese Unexamined Patent Application (Kokai) No. 2002-95,624  
(P2002-95624A)

(43) Disclosure Date: 2 April 2002 (4/2/2002)

(51) Int.Cl. <sup>7</sup>	Ident. Symbols	FI	Topic Code (Reference)
	300		
A61B 1/00		A61B 1/00	300D 2H040
G02B 23/26		G02B 23/26	B 4C061

Request for Examination: Not yet requested

Number of Claims; 5      OL      (Total of 8 pages)

(21) Application No.: 2000-291,722 (P2000-291,722)

(22) Application Date: 26 September 2000 (9/26/2000)

(71) Applicant: 000005201  
Fuji Photo Film Company, Ltd.  
210 Nakanuma, Minami Ashigara-shi, Kanagawa-ken

(72) Inventor: Kazuhiro Tsujita  
c/o Fuji Photo Film Company, Ltd.  
798 Miyanodai, Kaisei-machi, Ashigarakami-gun,  
Kanagawa-ken

(74) Agent: 100073184  
Seishi Yanagida, Patent Attorney (and 1 Other)

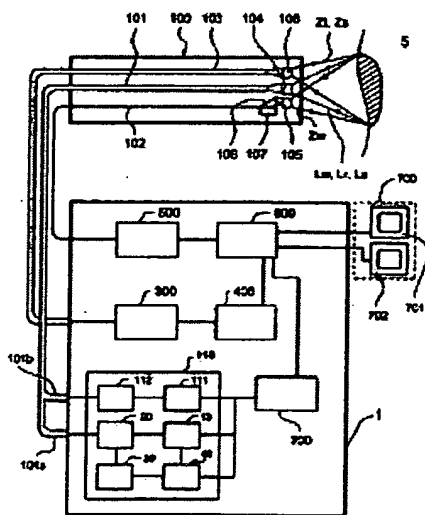
F Topic (Reference)	2H040	BA00 CA04 CA05 CA09 CA11
		CA27 GA02
	4C061	AA00 BB00 CC00 DD03 GG01
		HH51 JJ11

(54) [Title of the Invention] A Fluorescent Endoscopic Device

(57) [Abstract]

[Problem] In fluorescent endoscopic devices that determine autofluorescent images that are produced from body tissues due to irradiation with excited light, an LD element is used as the source of excited light, a sufficient intensity of excited light is obtained, reliability is improved and prolonging of service life is achieved by preventing breakdown by static electricity, and, in addition, ease of maintenance is improved by facilitating replacement operations.

[Means of Solution] The excited light source unit 20 is provided with several LD modules that have LD elements, a Peltier element for the purpose of cooling the static electricity protection circuit that protects the LD elements from static electricity and LD elements are installed in each LD module and each LD element can be installed and removed independently.



[Claims]

[Claim 1] A fluorescent endoscopic device, which is a fluorescent endoscopic device that is equipped with an excited-light emission device, an excited light irradiation device that irradiates the aforementioned excited light to a specific place [tissue] as guided light and a fluorescent light detection device that detects fluorescent images due to fluorescence that is generated from the aforementioned specific place [tissue] by irradiation with the aforementioned radiated light, characterized in that the aforementioned excited-light emission device is equipped with a several LD elements.

[Claim 2] The fluorescent endoscopic device as described in claim 1, further characterized in that the aforementioned excited-light emission device is equipped with a static electricity protection circuit that protects the aforementioned several LD elements from static electricity.

[Claim 3] The fluorescent endoscopic device as described in claim 1 or 2, further characterized in that the aforementioned excited-light emission device is equipped with a cooling device that cools the aforementioned several LD elements.

[Claim 4] The fluorescent endoscopic device as described in any one claim of claims 1 to 3, further characterized in that the aforementioned excited-light emission device is equipped with several LD modules that have the aforementioned LD elements, the aforementioned static electricity protection circuits and at least one aforementioned cooling device that are installed in said

LD element and in that said LD modules can be installed and removed independently.

[Claim 5] The fluorescent endoscopic device as described in any one claim of claims 1 to 4, further characterized in that the aforementioned LD element is a GaN system LD element and in that the wavelength region of the aforementioned excited light is in the range from 400 nm to 420 nm.

[Detailed Description of the Invention]

[0001]

[Technological field of the Invention] This invention relates to a fluorescent endoscopic device for determining fluorescence that is generated from body tissues due to irradiation by excited light, and, in particular, to a light source of this excited light.

[0002]

[Prior art] A technology has been proposed conventionally in which localization of diseased tissue and the degree of infiltration are displayed as fluorescent images by making use of the fact that the intensity of the fluorescent light generated by normal tissues and diseased tissues is different when excited light that is in the long-wavelength region of the excited light of intrinsic body pigments has irradiated body tissues, by irradiating body tissues with excited light of a specified wavelength region and by collecting the fluorescence that intrinsic body pigments have generated.

[0003] Ordinarily, when excited light is irradiated, intense fluorescence is generated from normal tissues as shown by the solid line in Figure 7, whereas weak fluorescence is generated from diseased tissues, as shown by the broken line. For this reason, a judgment can be made as to whether a body tissue is normal or in a diseased state by determining the intensity of fluorescence.

[0004] When the intensity of fluorescence due to excited light is displayed, the intensity of the excited light irradiated in body tissues is not uniform because there are irregularities in body tissues. In addition, the fluorescence intensity that is generated from body tissues is essentially proportional to the illuminance of the excited light. However, the illuminance of excited light decreases in inverse proportion to the square of the distance. For this reason, there are cases in which a more intense fluorescence is collected from diseased tissues that are close to the light source than from normal tissues that are distant from it so that the state of a tissue cannot be accurately differentiated solely on the basis of information on the intensity of fluorescence due to excited light. In order to decrease problems of this kind, the inventors proposed a method in which the two types of fluorescence intensity obtained from the different wavelength regions are found by a division calculation and the operational image is displayed on the basis of the division calculation value, that is, an image display method based on the differences in the shape of the fluorescence spectrum, which reflects the state of the body tissue, and a method in which various body tissues are irradiated using near infrared fluorescence that receives uniform absorption as the reference light, the intensity of the reflected light that is reflected by the

body tissue that has received the irradiation by the reference light is detected, the ratio of the fluorescence intensities is found by the division calculation and an operational image is displayed on the basis of the division calculation value, that is, a method in which the value that reflects the fluorescence yield is found and an image is displayed.

[0005] However, in fluorescence endoscopic devices based on the technologies described above, the fluorescence intensity that is generated from body tissues by the irradiation of excited light is weak. For this reason, there is a desire for the intensity of the excited light to be as high as possible within the range of safety standards for the purpose of accurate differentiation of tissue states of body tissues. It is necessary that the intensity of the excited light be greater than several tens of mW at the tip of the endoscope in the fluorescence endoscopic device. Because the intensity of the excited light is attenuated because of the optical system, it is necessary that the excited light that is output from the excited light source be further increased. It is suitable for the wavelengths of the excited light to be 400 nm to 420 nm and excited light of these wavelengths can be emitted efficiently. Further, when the matter is considered from the standpoint of making the devices smaller, the use of LD elements as excited light sources is desirable.

[0006]

[Problems the invention is intended to solve] However, when LD elements are used as excited light sources, it is extremely difficult to acquire high-output LD elements that can generate wavelengths of 400 nm to 420 nm at a sufficient

intensity as described above. Further, LD elements are extremely weak in the presence of static electricity and there are instances in which they are destroyed and in which their service lives are shortened by static electricity. Thus, LD elements with prolonged service lives not only when they are affected by static electricity but also when they undergo gradual deterioration due to emitting light—service lives that are as long as possible—are desirable. Because LD elements such as those described above have service lives that are easily terminated by static electricity, replacement operations are necessary. However, these replacement operations do not involve solely replacing LD elements. It is also necessary to align the optical system for the purpose of guiding the laser light in the light guide of the endoscope with good efficiency. For this reason, much time is involved and the replacement operation is not simple.

[0007] This invention, which was developed in the light of the problems described above, has the objective of providing a fluorescent endoscopic device in which fluorescent endoscopic device an LD element is used as the excited light source, whereby a sufficient intensity of the excited light can be obtained, whereby an increase in reliability and prolonging of service life can be achieved by preventing breakdown due to static electricity and whereby ease of maintenance can be increased by facilitating replacement operations.

[0008]

[Means for solving the problems] The fluorescent endoscopic device of this invention is a fluorescent endoscopic device that is equipped with an excited-light emission device, an excited-light irradiation device that irradiates the

aforementioned excited light to a specific place [tissue] as guided light and a fluorescent light detection device that detects fluorescent images due to the fluorescence that is generated from the aforementioned specific tissue by the irradiation of the aforementioned radiated light and is characterized in that the aforementioned excited-light emission device is equipped with several LD elements.

[0009] Here, the aforementioned term “LD element” signifies an element having a laser diode.

[0010] Further, the excited-light emission device can also be equipped with a static electricity protection circuit that protects the several LD elements from static electricity.

[0011] There are no particular problems about the form of the aforementioned “static electricity protection circuit” as long as it can protect several LD elements from static electricity.

[0012] Further, the excited-light emission device can be equipped with a cooling device that cools the several LD elements.

[0013] Further, the excited-light emission device can be equipped with several LD modules that have LD elements, static electricity protection circuits and at least one cooling device that are installed in the LD element and the LD modules can be installed and removed independently.

[0014] Here, it is desirable that one static electricity protection circuit and at least one cooling device per LD element be installed in the aforementioned “LD module.” However, it is not always necessary that the number of LD



elements is 1 and several may be installed so that ease of maintenance can be improved.

[0015] Further, the aforementioned expression “can be installed and removed independently” signifies that the LD modules can easily and independently be removed from the apparatus so that maintenance of each LD module is facilitated.

[0016] Further, GaN system LD elements can be used as the LD elements and the wavelength region of the excited light can be in the range from 400 nm to 420 nm.

[0017]

[Effect of the invention] By means of the fluorescent endoscopic device of this invention, the excited-light emission device is equipped with several LD elements so that a sufficient intensity of excited light can be obtained to accurately differentiate the states of body tissues.

[0018] When the excited-light emission device is equipped with a static electricity protection circuit that protects several LD elements from static electricity, breakdown of the several LD elements by static electricity can be prevented and reliability can be increased.

[0019] When the excited-light emission device is equipped with a cooling device that cools the several LD elements, deterioration of these several LD elements can be inhibited by cooling them, with the result that their service lives can be prolonged.

[0020] Further, when the excited-light emission device is equipped with several LD modules that have LD elements, static electricity protection circuits that are installed in the LD elements and at least one cooling device and it is possible to install and remove these LD modules independently, replacement operations of LD modules can be performed for the module unit with the result that the operations are simple and that ease of maintenance can be improved.

[0021] When GaN system LD elements are used as the LD elements and the wavelength zone of the excited light is set within the range from 400 nm to 420 nm, fluorescence can be generated with good efficiency.

[0022]

[Embodiment of the invention] We shall now describe specific embodiments of this invention using figures. Figure 1 is a figure that shows the schematic structure of one embodiment of a fluorescent endoscopic device based on this invention.

[0023] The fluorescent endoscopic device based on this embodiment is comprised of the endoscope insertion part 100 that is inserted into a site in the patient where a lesion is suspected, the image-signal processing part 1 that processes and outputs information obtained from body tissues as image signals and the monitor unit 700 that displays the signals that have been processed by the image signal processing part 1 as visible images.

[0024] The endoscope insertion part 100 is equipped with the light guide 101 that extends to the tip in the interior, the CCD cable 102 and the image fiber 103. The illuminating lens 104 and the objective lens 105 are provided at the tip

part of the light guide 101 and the CCD cable 102, that is, at the tip part of endoscope insertion part 100. The image fiber 103 is a quartz glass fiber, the tip of which is equipped with the condensing lens 106. The ordinary image pickup element 107 is connected to the tip of the CCD cable 102 and the reflecting prism 108 is attached to the ordinary image pickup element 107 for images. The light guide 101 is comprised of the excited-light light guide 101a and the white-light light guide 101b and is connected to the illumination unit 110. The tip of the CCD cable 102 is connected to the ordinary image-signal processing unit 500 and one end of the image fiber 103 is connected to the fluorescent image pickup unit 300.

[0025] The image-signal processing part 1 is comprised of the illumination unit 110, which is equipped with light sources that emit white light  $L_w$ , excited light  $L_r$  and reference light  $L_s$ , the fluorescent image pickup unit 300 that picks up the autofluorescence image  $Z_f$ , which has been produced from the body tissue 5 by irradiation with the excited light  $L_r$ , and the reflected image  $Z_s$  which has been reflected from the body tissue 5 by irradiation with the reference light  $L_s$ , that converts these to digital values and that outputs them as two-dimensional image data, the image operating unit 400 that performs operations such as distance correction from the two-dimensional image data of the autofluorescence image that has been output from the fluorescent image pickup unit 300, that assigns colors to the operating values and that synthesizes and outputs two image reports, the ordinary image-signal processing unit 500 that converts the ordinary image  $Z_w$  that has been picked up by the image pickup element 107 for ordinary

images that is installed at the tip of the endoscope insertion part 100 to digital data and outputs it as two-dimensional image data, the display-signal processing unit 600 that converts the two-dimensional image data of the ordinary images that have been output from the ordinary image pickup unit 500 and the output signals of image operating unit 400 to video signals and the control computer 200 that executes control of each unit.

[0026] The illumination unit 110 is equipped with the excited-light source unit 20, which is provided with several LD modules that have LD elements that generate excited-light  $L_r$ , the LD power source unit 10, which is connected electrically to the excited-light source unit 20, the white-light source unit 112, which generates white light  $L_w$ , the power source unit 111 for the white light source that is connected electrically to the white-light source unit 112, the reference light source 30, which generates reference light for reflected images, and the power source unit 40 for the reference light source that is connected electrically to the reference light source unit 30.

[0027] Figure 2 shows the block structure of the interior parts of the excited-light source unit 20 and the LD power source unit 10. The LD power source unit 10 is equipped with the LD driver circuits 11, 13 and 15 and the temperature control circuits 12, 14 and 16 that are installed in the several LD modules 70 that are to be discussed subsequently. The excited-light source unit 20 is equipped with several LD modules 70 that have LD elements and is further equipped with the optical fibers 24 and the first condensing lens 25 that condenses the excited light  $L_r$  that is generated from each LD module, the

condensing lens 27 for reference light that condenses the reference light Ls that is generated from the reference-light source unit 30, the dichroic mirror 26 that reflects the excited light that has been condensed by the first condensing lens 25 in the perpendicular direction and that transmits the reference light Ls that has been condensed by the condensing lens 27 for reference light and the second condensing lens 28 that condenses the excited light Lr that has been reflected by dichroic mirror 26 or the reference light Ls that has been transmitted by the dichroic mirror 26 and that introduces the light into the excited-light light guide 101a to be discussed subsequently.

[0028] The LD driver circuits 11, 13 and 15 are drive circuits and have power sources for driving the LD modules 70. In addition, the temperature control circuits 12, 14 and 16 control the temperatures of the LD elements 85 by controlling the Peltier elements 88 to be discussed subsequently that are installed in the LD on the basis of temperatures that are detected by the temperature detectors 87 to be discussed subsequently that are installed in the interiors of LD modules 70.

[0029] Figure 3 is a schematic diagram of the structure of the excited-light source unit 20 of the fluorescent endoscopic device to which the block structure shown in Figure 2 is applied. As shown in Figure 3, two excited-light light guides 101a are connected to the main body 50 of the excited-light source unit 20, the first and second condensing lenses 25 and 28, the dichroic mirrors 26 and the condensing lenses 27 for reference light are installed for the respective excited-light light guides 101a and the excited light Lr that has been emitted from the 5

LD modules 70 is guided by the optical fibers 24 and introduced into each first condensing lens 25. Further, each LD module 70 is connected electrically to the LD power source unit 10. Moreover, two fans 60 are installed in the interior of the main body 50 for the purpose of cooling the LD modules 70.

[0030] Figure 4, Figure 5 and Figure 6 show the details of an LD module 70. Figure 5 is a cross-sectional view along the plane A-A' of Figure 4 and Figure 6 is a detailed diagram of the static electricity protection circuit base plate 89, which is to be discussed subsequently, in Figure 5.

[0031] As shown in Figure 4 and Figure 5, the LD module 70 is equipped, inside the case main body 80, with the LD element 85, which generates excited light Lr, the collimate lens 84, which condenses the excited light that is generated from the LD element 85, the LD cooling stand 86, which affixes the LD element 85, transmits the heat that the LD element 85 generates and cools it by coming into contact with the heat absorbing surface 88a of the Peltier element 88 to be described subsequently, the temperature detection element 87, which detects the temperature of the cooling stand 86, the heat radiating fixing stand 91, which has a installed in contact with the heat radiating surface 88b of the Peltier element 88 to be discussed subsequently, transmits the heat of the heat radiating surface 88b, radiates heat by means of the radiator 93 to be discussed subsequently, the radiator fixing piece 92 (Delrin (POM), a material such as ebonite), which has a comparatively low thermal conductivity), which affixes the radiator fixing stand 91 and the LD cooling stand 86, with the Peltier element 88 held between them and the O-ring 90 that is attached to the radiator fixing stand so that the heat of the

radiator fixing stand 91 is not transmitted to the case main body 80. It is also equipped with the radiator 93, which is installed in contact with the radiator fixing stand 91 and which radiates heat to the outside, the LD module fixing foot 94, which affixes the LD module to the main body 50, the FC connector 81, which optically connects the LD module 70 and the optical fiber 24, the static electricity protection circuit base plate 89, which has the connector 95 that electrically connects the static electricity protection circuit 96 for protecting the LD element 85 from static electricity, the temperature detection element 87 inside the LD module 70 and the Peltier element 88 to the LD power source unit 10 and the cover 82, which isolates the interior of the LD module 70 from the outside atmosphere through the agency of the O-ring 83.

[0032] The Peltier element 88 is an element for cooling the LD element and silicone grease (a substance that contains aluminum and that is of high thermal conductivity) is applied to its surface.

[0033] Further, nitrogen gas is sealed into the interior of the LD module 70 so that condensation does occur on the LD cooling stand. Consequently, the O-ring 90 is installed for the purpose of preventing leakage of this nitrogen gas, for which reason grease is applied to its surface.

[0034] The temperature detection element 87 is embedded in the cooling stand 86. It detects the temperature of the LD element 85 and the temperature that is detected is used in the temperature control circuits 12, 14 and 16 of the LD power source unit 10.

[0035] Figure 6 shows the details of the static electricity protection circuit base plate 89. The electrical signal lines and power source lines of the LD module 70 are all relayed through the static electricity protection circuit base plate 89 and are connected to the LD power source unit 10. The electrical signal lines and power source lines of the LD module 70 can be installed and detached as a block by means of the connector 95. The static electricity protection circuit 96 is installed on the static circuit electricity base plate 89. The static electricity protection circuit 96 protects the LD element 85 from spike currents due to static electricity by means of the inductor 96a and the capacitor 96b. Further, the diode 96c is for protection of the LD element 85 against reverse voltage and is added as required. The LD element 85 is constructed of the laser diode 85a and the photodiode 85b. The photodiode 85b is installed for the purpose of controlling changes in the output of the laser diode 85a due to temperature changes.

[0036] The LD modules 70, which are constructed as described above, can be installed and detached independently from the main body 50 through the agencies of the FC connector 81 and the connector 95.

[0037] Further, the fluorescence image pickup unit 300 is equipped with a high-sensitivity pickup element for fluorescent images (not shown in the figure) to which the image fiber 103 is connected and that picks up autofluorescent images or reflected images that have been propagated by the image fiber 103.

[0038] The monitor unit 700 is equipped with the monitor 701 for ordinary images that displays the video signals that have been output from the display



signal processing unit 600 as visible images and the monitor 702 for synthetic images.

[0039] Next, we shall describe the action of the fluorescent endoscopic device based on the embodiment constituted as described above. First, we shall the action in the case in which synthetic images are displayed using autofluorescence images and reflected images. During autofluorescence image pickup, the LD power source unit 10 is driven on the basis of signals from the control computer 200 and excited light  $L_r$  of a wavelength of 410 nm is emitted from each LD module 70 of the excited-light source unit 20. The excited light  $L_r$  that has been guided by the optical fiber 24 is introduced into the first condensing lens 25. The excited light  $L_r$  that has been condensed by the first condensing lens is reflected in the perpendicular direction by the dichroic mirror 26 and is condensed by the second condensing lens and is then introduced into the excited-light light guide 101a. The excited light  $L_r$  that has been guided by the excited-light light guide 101a is guided to the tip of the endoscope insertion part 100 and is irradiated from the illumination lens 104 to the body tissue 5.

[0040] The autofluorescent image from the body tissue 5 that is produced by irradiation of the excited light  $L_r$  is condensed by the condensing lens 106 and is introduced into the tip of the image fiber 103. It passes through the image fiber 103 and is input into the fluorescent image pickup unit 300. It is then picked up as an autofluorescence image by the high-sensitivity pickup element 306 for fluorescent images and is output as two-dimensional image data by the image operations unit 400.

[0041] During pickup of reflected images, the power source unit 40 for the reference light source is driven on the basis of the signals from the computer 200 for control use and the reference light Ls is emitted from the reference-light source unit 30. The reference light Ls is condensed by the reference-light condensing lens 27 inside the reference-light source unit 20. The reference light Ls that has been condensed by the reference-light condensing film 27 passes through the dichroic mirror 26, after which it is condensed by the second condensing lens 28 and enters the excited-light light guide 101a. The reference light Ls, which has entered the excited-light light guide 101a is guided to the tip of endoscope insertion part 100, after which it is irradiated from the illumination lens 104 to the body tissue 5.

[0042] The reflected image from the body tissue 5 that is produced by the reference light Ls that has been irradiated is condensed by the condensing lens 106, enters the image fiber 103, passes through the image fiber 103 and is input into the fluorescent image pickup unit 300. It is then picked up by the high-sensitivity pickup element 306 for fluorescent images and is output to the image operations unit 400 as two-dimensional image data.

[0043] The autofluorescence image that has been output from the fluorescent image pickup unit 300 is assigned colors for operational values on the basis of various image values of the autofluorescence image by the image operations unit 400 and color image signals are produced. In addition, the reflected images that have been output from the fluorescent image pickup unit 300 are assigned illuminance for each image by the image operations unit 400

and illuminance image signals are produced. The color image signals and the illuminance image signals are synthesized in the image operations unit 400 and are output to the display-signal processing unit 600 as synthesized image signals. The synthesized image signals are converted to video signals by the display-signal processing unit 600, after which they are input to the monitor unit 700 and are displayed on the synthesized image monitor 702.

[0044] Next, we shall describe the action during ordinary image display. During ordinary image display, the power source 111 for white light is driven on the basis of the signals from the control computer 200 and white light  $L_w$  is emitted from the white light source 112. The white light  $L_w$  enters the white-light light guide 101b and is guided to the tip of the endoscope insertion part 100, after which it is irradiated from the illumination lens 104 to the body tissue 5. The reflected light of the white light  $L_w$  is condensed by the objective lens 105 and is reflected by the reflecting prism 108 and an image is formed in the image pickup element 107 for ordinary images. The image signals from the image pickup element 107 for ordinary images are input into the ordinary image-signal processing unit 500 and are digitized. These ordinary image signals are then output to the display-signal processing unit 600 and are converted to video signals, after which they are output to and displayed on the ordinary image monitor 701. The aforementioned series of operations, which occur during synthesized image display and during ordinary image display, are controlled by the control computer 200.

[0045] Here, we shall describe the action of the temperature control of the LD element 85 in the LD module 70 that is used during the aforementioned autofluorescent image pickup. The heat that has been generated by the LD element 85 is transmitted through the cooling stand 86 and is detected by the temperature detection element 87. The temperature that is detected by the temperature detection element 87 passes through the electrical signal line and the connector 95 that are installed in the static electricity protection circuit base plate 89 and is reported to the temperature control circuits 12, 14 and 16 that are installed in the power source unit 10. The temperature control circuits 12, 14 and 16 output temperature control signals when a specified temperature has been exceeded. These temperature control signals pass through the electrical signal line and the connector 95 that are installed in the static electricity protection circuit base plate 89 and are output to the Peltier element 88 inside the LD module 70. The Peltier element 88 is driven in response to the temperature control signals from the temperature control circuits 12, 14 and 16 and absorbs the heat that is transmitted by the cooling stand from the heat-absorbing surface 88a and cooling is effected. The Peltier element 88 discharges the heat from the heat-absorbing surface 88a, this heat is transmitted through the radiator fixing stand 91 and the heat is discharged from the radiator 93 to the exterior of the LD module 70.

[0046] Further, in the embodiment described above, it is desirable to select an excited light source having a center wavelength on the order of from 400 nm to 420 nm.

[0047] Further, in the embodiment described above, the ordinary images and the synthesized images are displayed on two monitors. However, ordinary images and synthesized images may be switched over and displayed by one monitor.

[0048] By means of the fluorescent endoscopic device of this invention, the excited-light source unit 20 is equipped with several LD elements 85, for which reason sufficient excited light intensity can be obtained to accurately differentiate the state of body tissues.

[0049] Further, because each LD module 70 of the excited-light source unit 20 is equipped with a static electricity protection circuit 96 that protects the LD elements 85 from static electricity, breakdown of the LD elements 85 by static electricity can be prevented and reliability can be improved.

[0050] Further, a Peltier element 88 for the purpose of cooling the LD elements 85 is installed in each LD module 70 of the excited-light source unit 20 so that the temperature can be controlled by the temperature control circuits 12, 14 and 16 of the LD power source unit 10. As a result, damage of the LD element 85 by heat can be prevented and its service life can be prolonged.

[0051] Further, because the LD element 85, the static electricity protection circuit 96 and the Peltier elements constitute one LD module 70, several LD modules 70 are provided and the LD modules can be installed and removed independently, replacement operations of LD elements can be performed for each module unit. Therefore, operations are facilitated and ease of maintenance can be improved.

### [Brief Explanation of the Figures]

[Figure 1] This is a schematic diagram of one embodiment of the fluorescent endoscopic device of this invention.

[Figure 2] This is a block structural diagram of the LD power source unit and the excited-light source unit in the embodiment shown in Figure 1.

[Figure 3] This is a schematic diagram of the excited-light source unit in the embodiment shown in Figure 2.

[Figure 4] This is a detailed diagram of the LD module in the embodiment shown in Figure 3.

[Figure 5] This is a cross-sectional view of the embodiment shown in Figure 4.

[Figure 6] This is a detailed diagram of the static electricity protection circuit base plate of the LD module shown in Figure 4.

[Figure 7] This is a graph that shows the intensity distributions of the fluorescence spectra of normal tissue and lesioned or diseased tissue.

### [Explanation of Symbols]

- 1 image-signal processing part
- 5 body tissue
- 10 LD power source unit
- 20 excited-light source unit
- 30 reference-light source unit
- 40 power source unit for reference light

50	main body
60	fan
70	LD module
80	case body
81	FC connector
82	cover
83, 90	O-rings
84	collimate lens
85	LD element
85a	laser diode
85b	photodiode
86	cooling stand
87	temperature detection element
88	Peltier element
88a	heat-absorbing surface
88b	heat-radiating surface
89	static electricity protection circuit base plate
91	radiator fixing stand
92	radiator fixing screw
93	radiator
94	LD module fixing foot
95	connector
96	static electricity protection circuit

- 96a inductor
- 96b capacitor
- 96c diode
- 100 endoscope insertion part
- 101 light guide
- 101a exciting-light light guide
- 101b white-light light guide
- 102 CCD cable
- 103 image fiber
- 104 illumination lens
- 105 objective lens
- 106 condensing lens
- 107 pickup element for ordinary images
- 108 reflecting prism
- 110 illumination unit
- 111 power source for white light source
- 112 white light source
- 200 control computer
- 300 fluorescence image pickup unit
- 400 image operations unit
- 500 ordinary image-signal processing unit
- 600 display-signal processing unit
- 700 monitor unit



701 monitor for ordinary images

702 monitor of synthesized images

BEST AVAILABLE COPY

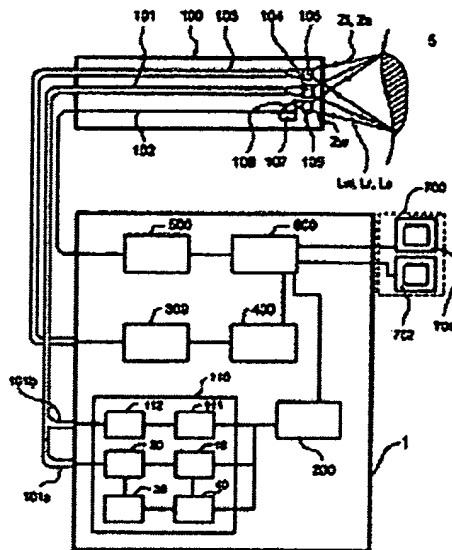


Figure 1

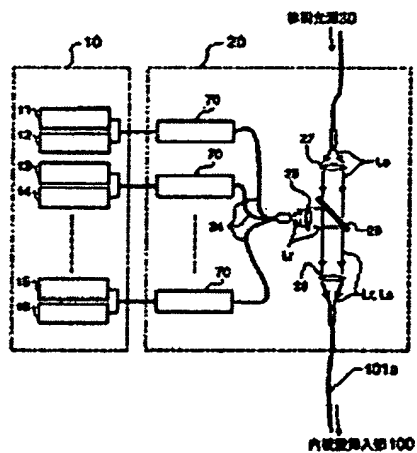


Figure 2'

30 – reference light source

100 – endoscope insertion part

BEST AVAILABLE COPY

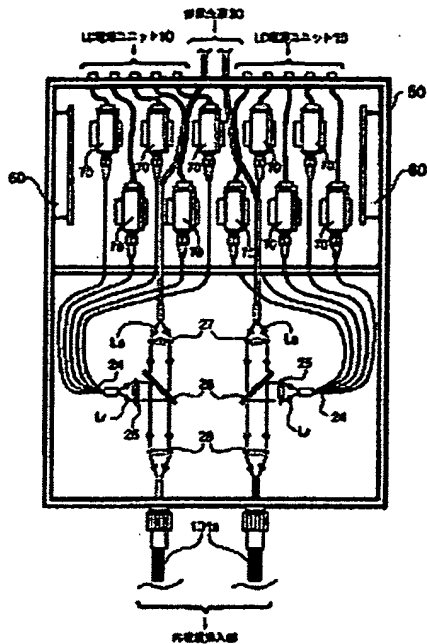


Figure 3

10 – LD power source unit  
 30 – reference light source  
 10 – LD power source unit  
 [at bottom]: endoscope insertion part

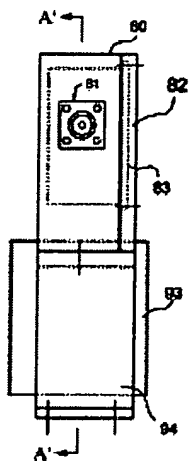


Figure 4

BEST AVAILABLE COPY

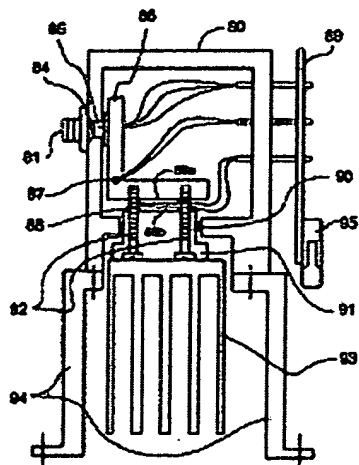


Figure 5

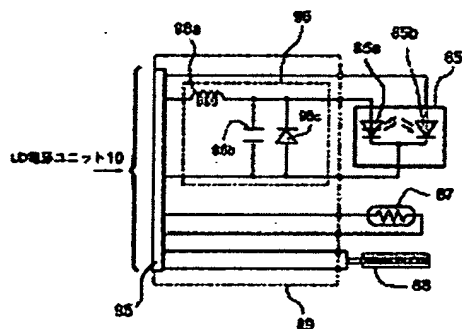


Figure 6

10 – LD power source unit

BEST AVAILABLE COPY

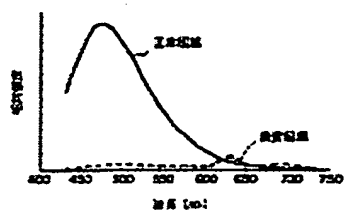


Figure 7

[y-axis]: Relative intensity

[x-axis]: Wavelength (nm)

[in graph]

[upper legend]: normal tissue; [lower legend]: lesioned or diseased tissue